

## ⑫ 公表特許公報 (A)

平5-509006

⑬ Int. Cl.<sup>\*</sup>  
A 61 F 2/36  
2/28

識別記号

序内整理番号  
9361-4C  
9361-4C審査請求未請求  
子審査請求有

部門(区分) 1 (2)

⑭ 公表 平成5年(1993)12月16日

(全 8 頁)

## ⑮ 発明の名称 股関節部人工器官

⑯ 特 願 平3-510502  
⑯ 出 願 平3(1991)6月6日

⑯ 翻訳文提出日 平4(1992)12月7日

⑯ 国際出願 PCT/AU91/00244

⑯ 國際公開番号 WO91/18559

⑯ 國際公開日 平3(1991)12月12日

⑰ 优先権主張 ⑰ 1990年6月6日 ⑰ オーストラリア(AU) ⑰ PK0508

⑱ 発明者 セケル、ロナルド

オーストラリア国、ニュー・サウス・ウェールズ州 2217、コガラ  
ー、モンゴメリーストリート 42

⑲ 出願人 セケル、ロナルド

オーストラリア国、ニュー・サウス・ウェールズ州 2217、コガラ  
ー、モンゴメリーストリート 42

⑳ 代理人 弁理士 鈴江 武彦 外3名

AT, AT(広域特許), AU, B, B, BE(広域特許), BF(広域特許), BG, BJ(広域特許), BR, CA, CF  
(広域特許), CG(広域特許), CH, CH(広域特許), CI(広域特許), CM(広域特許), DE, DE(広域特  
許), DK, DK(広域特許), ES, ES(広域特許), FI, FR(広域特許), GA(広域特許), GB, GB(広域  
特許), GN(広域特許), GR(広域特許), HU, IT(広域特許), JP, KP, KR, LK, LU, LU(広域特  
許), MC, MG, ML(広域特許), MN, MR(広域特許), MW, NL, NL(広域特許), NO, PL, RO, SD,  
SE, SE(広域特許), SN(広域特許), SU, TD(広域特許), TG(広域特許), US

## 請求の範囲

- 着脱可能な頭部を有する頭部が着脱可能に形成された複数した袖部からなり、上記頭部は、上記袖部に対し、オス・メス或いはメス・オス接合可能であって、その一方で、上記頭部と結合可能な肘部を有し、この肘部は、既に固定されている上記袖部に上記頭部を接続するとともに、上記袖部に相対して回転可能であることを特徴とする大腿骨の骨頭腔に挿入される大腿骨人工器官。
- 上記肘部は、前記袖部のメス状部及び上記頭部のメス状部のそれぞれと接続されるテープが与えられたオス状部を含む請求項1記載の大腸骨人工器官。
- 上記肘部の相対的な回転は、前記袖部が固定された場合に、直角に回転する上記頭部の方向(屈曲)を矯正することができる請求項1或いは2のいずれかに記載の大腸骨人工器官。
- 前記袖部のメス状部は、上記肘部の一方のオス状部を給一方向に受入れるためのテープが与えられた凹部を含む請求項3記載の大腸骨人工器官。
- 上記肘部は、90°ないし180°の角度で連結配置された2つの肘部によって形成される請求項4記載の大腸骨人工器官。
- 上記肘部は、少なくとも一方或いは双方の頭部に、前記袖部及びまたは上記頭部を肘部から離脱させるためのカラーまたはフランジを含む請求項5記載の大腸骨人工器官。

7. テープが与えられている前記袖部に内蔵される第一のオス状部は、テープが与えられている上記頭部に内蔵される第二のオス状部よりも長く形成される請求項6記載の大腸骨人工器官。

8. 前記袖部は、自身の幅の広い側の端部或いはその近傍に位置され、幅広テープが与えられた第一のヘリカルねじ部と上記頭部よりも低い位置または自身の幅の狭い側に位置され、幅の狭いテープが与えられた第二のヘリカルねじ部とを含む請求項7記載の大腸骨人工器官。

9. 上記第一及び第二のねじ部は、等しい長さまたは異なる長さに形成される請求項8記載の大腸骨人工器官。

10. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部と同じ方向に進行する請求項9記載の大腸骨人工器官。

11. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部に比較して等しいピッチまたは異なるピッチのねじを有する請求項10記載の大腸骨人工器官。

12. 前記袖部は、大腿骨の骨頭腔内に挿入され、上記第一及び第二のねじ部の位置によって発生される応力を大腿骨に提供する請求項11記載の大腸骨人工器官。

13. 上記頭部は、キャップからなる請求項12記載の大腸骨人工器官。

14. 前記袖部及び上記頭部は、挟またはテクンから製造される請求項13記載の大腸骨人工器官。

15. 上記キャップは、セラミックまたはプラスティックから製造される請求項14記載の大腸骨人工器官。

特表平5-509006 (2)

16. 互いに斜角に配置され、それぞれ、外側に向かってテーパ領域が与えられている2つの凹部を含む、これまでに説明したいづれかの請求項に開示されている大腸骨人工器官に利用される封筒。

17. 一方のテーパ領域は、残りのテーパ領域よりも長く形成され、長い方のテーパ領域が前記封筒に挿入される請求項16記載の封筒。

18. 上記封筒のテーパ領域を受入れるための凹みが端部に形成されている、これまでに説明したいづれかの請求項に開示されている大腸骨人工器官に利用される封筒。

19. 肘窓をおいて配置された第一及び第二のねじ部は、互いに同一方向に進行する請求項11記載の封筒。

20. 上記テーパ領域は、モールステーパからなる上述したいづれかの請求項に記載の人工器官。

21. 軸部と頭部からなり、前記軸部は、頭部をおいて配置された第一及び第二のねじ部を有することを特徴とする大腸骨の骨頭部に挿入される大腸骨人工器官。

22. 上記封筒は、自身の幅の広い側の端部あるいはその近傍に位置され、幅広テーパが与えられた第一のヘリカルねじ部と自身の幅の狭い側に向かってあるいは狭い側の端部に位置され、幅の狭いテーパが与えられた第二のヘリカルねじ部とを含む請求項21記載の大腸骨人工器官。

23. 上記ねじ部は、等しい長さまたは異なる長さに形成される請求項22記載の大腸骨人工器官。

24. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部と同じ方向に、

第二のねじ部よりも高速で進行する請求項23記載の大腸骨人工器官。

25. 前記軸部は、大腸骨の骨頭腔内に挿入され、上記第一及び第二のねじ部の協働によって発生される応力を大腸骨に提供する請求項24記載の大腸骨人工器官。

26. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部に比較して等しいピッチまたは異なるピッチのねじを有する請求項25記載の大腸骨人工器官。

27. 前記軸部、頭部、及び、肩部は、相互に、着脱可能である請求項26記載の大腸骨人工器官。

28. 前記軸部は、前記頭部を含む前記封筒に対し、オス・メスあるいはメス・オス接続を可能にする接続を含む請求項27記載の大腸骨人工器官。

29. 前記軸部には、前記封筒のオス状部を受入れるための凹みが付加されている請求項28記載の大腸骨人工器官。

30. 上記封筒は、前記封筒の一端のテーパを受入れるための凹みからなる請求項29記載の大腸骨人工器官。

31. 前記封筒は、自身の他の一端に、前記頭部と結合するために付加された第二のテーパを有する請求項30記載の大腸骨人工器官。

32. 前記軸部の上記凹みは、軸部を引抜くために利用されるアレンキーを受入れる接続を含む請求項31記載の大腸骨人工器官。

33. 前記封筒と前記軸部との間及び前記封筒と前記頭部との間のそれぞれの結合は、窓骨臼に開通した前記頭部の屈曲を

提供するために、前記封筒を前記軸部に対して相対的に回転可能にする請求項32記載の大腸骨人工器官。

34. 前記頭部は、セラミックカップからなり、前記封筒の一方のモールステーパを経て封筒に接続される請求項33記載の大腸骨人工器官。

35. 上記第一のねじ部は、上記第二のねじ部に比較して、高速ねじを有する上述したいづれかの請求項に記載の大腸骨人工器官。

明細書  
股関節部人工器官

この発明は、外科用人工器官、特に、早期程後底に引抜く初期治療式いは股関節頭部の校正による股関節の置換に利用される大腸骨構造に関する。

股関節の置換は、整形外科に共通の手法であって、股関節の変形疾患、股関節の損傷、及び、股関節の損傷のあとでの股関節形成による疾患などに必要とされる。

外科施設における股関節の置換は、窓骨臼のリーマによる削り、大腸骨の近位骨頭部のリーマによる削り、及び、生来の大腸骨頭部を置換するための近位骨頭部への人工器官の挿入を必要とする。

人工器官の頭部（一般に、着脱可能なセラミックボールによって形成されている）は、生来の股関節における大腸骨頭部が窓骨臼を伴っていると同様の方法で、窓骨臼を引込まれている。

関節の病理学の指示に従えば、窓骨臼のリーマ削りは、股関節の置換に必ずしも必要とは限らない。例えば、大腸骨頭部の損傷などの場合に、大腸骨頭部の置換が必要になる。この発明は、関節組織の回復のための関節形成及び股関節成の大腸骨構造に利用できる。

大腸骨頭部を置換するために利用される多くの股関節人工器官が存在する。公知の大腸骨頭部人工器官は、付随する不利益を被ることによる度々な成功の程度を伴いつつ、広くやきわたっている。

### 特表平5-509006 (3)

回復傷は、患者が、座っている状態から立ち上ることによって発生する。

また、人工股関節は、使用者の運動によって骨部が強度し移動されることで硬くなり困くなる。このことは、人工股関節の損傷及び不必要な移動方向の移動、例えば、人工股関節の埋没を防ぐ。

骨の成長を促進するために、骨部に、直列の刺みが形成された人工股関節がある。骨の成長は、人工股関節を用いられた位置に保持するとともに、埋込み (Housing) 及び固定効果により、転回傷及びまたは不必要な移動方向の移動を防ぐことを可能にする。

この種の公知の人工股関節は、骨に、損傷した人工股関節の骨頭部からの取外しのための骨部の設計を複数にする問題を抱えている。損傷した人工股関節を取替える際は、股関節の複数として知られ、骨頭部から損傷した人工股関節の全てを取外す。人工股関節が骨部の骨頭部内に成長した骨によって保持されている場合、人工股関節の取外しは、しばしば、困難を極めるとともに、不寧にも、大腿骨を、大腿骨の全長に亘って、長手方向に、少なくとも2つに分割する。このように、分割された大腿骨では、一方の骨に人工股関節が強度に固定されていることが多く、人工股関節を取外すために、大腿骨は、さらに分割される。分割された大腿骨は、損傷した人工股関節が大腿骨の分割によって取外されたのち、結束或いはねじ止めされる。新たな人工股関節は、結束に先立って、または、結束のあとに、埋入される。

公知の広く利用されている人工股関節は、通常、全長に亘って織やがなテープが与えられ、弓形の弓に沿って彎曲した袖部及びモールステーパを経由して人工股関節の頭部に引込まれている頭部の近位端部からなる。袖部は、大腿骨の骨頭部に挿入される。

人工股関節は、人工股関節が打ち込みによって位置されるために、骨と人工股関節との間に、ぴったりとした隙間のない場合を導く範囲に、外科医によってリーマ削りされた骨頭部に、挿入される。現在には、人工股関節の看護を標準化するサイジングによるリーマ削り、即ち、人工股関節が打ち込みによって位置される位置に最終的な打ち込みによって骨と人工股関節との間に隙間のない場合を提供するために、大腿骨頭部の近位部に、人工股関節が挿入される際に (人工股関節の) 袖部が確かに移動できる範囲に、リーマ削りされる。この位置の最終位置として、外科医によって人工股関節が導く打ち込まれる場合、骨の弹性係数を越えるフープストレスが生じることで大腿骨が破損しないよう細心の注意が払われる。骨の弹性係数の許容値は、外科医の経験と感覚に頼られている。

大腿骨の破損は、公知の人工股関節が利用された場合には、挿入或いは取外しの際に頻繁に起きるが、挿入時の破損は、実質的な外科技術によるものである。

過去に、セメントによって固定された人工股関節があるが、しかし、セメントが利用されることによって問題がある。股関節人工股関節の破損は、セメントと骨との界面或いは骨と人工股関節との界面が吸むことで生じる。人工股関節の転

この方法の問題点は、治療期間の増大、特に、分割された骨の治療に必要な期間が患者の回復期間を増大させることである。

この種の人工股関節を利用することは、かなり確立されているが、設置による不利益に対して改良が必要とされている。

他の人工股関節として、袖部にねじが利用されたものがあるが、原則的に生じる、完全にねじ込んだ状態での方向の矯正及び正確な対骨臼と人工股関節部のアライメントまたは頭部の確保という点で、手術が非常に難しいという大きな不利益を被る。この方法では、正確なアライメント及び確固なくねじ込むことに許されるマークが僅かであって、複雑な技巧が要求される。この理由から、この種のねじ式の人工股関節は、ほとんど利用されていない。また、別の問題として、ねじ式の人工股関節は、旋回力に対する抵抗力に乏しく、骨頭部からの不必要な逆回転による引戻しが生じることが知られている。この回転は、股関節機能の回復に必要とされる大腿骨頭部と対骨臼との間の重要な筋肉を変化させてしまう。この人工股関節のねじの戻りによる引戻しは、股関節機能の回復したときの人工股関節の取外しには好都合であるが、1組のねじを有するねじ式人工股関節における不必要な逆回転による問題は、非常に問題である。1組のねじを有する公知の人工股関節は、使用に適して好ましくない創的を有する。

この発明は、埋込み式人工股関節によって、現在利用されている公知の股関節人工股関節に付随する不利益を取除き、或いは、改良するものである。

加えて、この発明は、従来見られた多くの問題、即ち、ねじ式人工股関節の不必要な引戻し、ねじ式人工股関節が完全に締込まれた状態でねじ式人工股関節と対骨臼との間の屈曲の矯正、及び、股関節を回復させる際の人工股関節に關わる問題などに對して有効である。

この発明は、公知の人工股関節の利点を組合せることで、さらなる利点を提供するとともに、従来の不具合を除去するものである。

この発明の最も甚大された形態は、袖部及び頭部及び頭部からなり、生来の大腸骨頭部を置換し可能に確立してられた、大腿骨の骨頭部に挿入される大腿骨人工股関節であって、一端に凹みを有し、第一のねじ部及び第二のねじ部が形成された前記袖部、及び、一端が上記凹みに結合可能で、残りの袖部には、人工頭部が結合される着脱可能な部材を含み、上記袖部は、大腿骨の骨頭部に挿入されて固定され、上記着脱可能な部材と上記袖部との間の相対的な回転移動によって、上記頭部と患者の対骨臼との間の屈曲を矯正可能であることを特徴とする大腿骨人工股関節である。

この発明の別の形態は、大腿骨頭部を置換し可能に確立してられた、大腿骨の骨頭部に挿入される大腿骨人工股関節であって、少なくとも1つのねじ部と一端部の凹みを有する袖部、及び、自身の一端を經て上記凹みに内蔵され、他の一端を経て人工頭部を受入れる部材を含み、上記袖部、上記部材及び上記人工頭部は、互いに結合されて、人工股関節を形成することを特徴とする大腿骨人工股関節である。

特表平5-509006 (4)

この発明の別の形態は、大腿骨頭部即ち股関節を置換えるための大腸骨の骨頭腔に挿入される大腸骨人工器官であって、人工股関節のための頭部が形成された討部を受入れる形態を頭部に有し、異なるピッチに形成された少なくとも2つのねじ部を有する袖部をからなる大腸骨人工器官である。

この発明の形態は、ねじ切りされた袖部、及び、2つのモールステーパを有し、着脱可能な討部、及び、頭部からなる大腸骨人工器官である。

この発明の形態の1つは、袖部、この袖部から着脱可能な頭部、及び、この頭部から着脱可能な頭部からなる大腸骨の骨頭腔に挿入される大腸骨人工器官であって、上記頭部は、頭部を含む前記討部に対し、オス・メス或いはメス・オス接続を可能であって、また、真骨臼に固定した前記頭部の頭部を提供するため、前記討部を前記袖部に対して対称的に回転可能であることを特徴とする大腸骨人工器官である。

この発明の別の形態は、袖部及び頭部及び頭部からなる大腸骨の骨頭腔に挿入される大腸骨人工器官であって、上記袖部は、上記頭部を受入れるテープが施された頭部、及び、距離をおいて配置されたねじ部を有する大腸骨人工器官に利用される袖部である。

この発明のさらなる形態は、上記討部のテープ領域を受入れるための凹みが頭部に形成され、及び、距離をおいて配置されたねじ部を有する大腸骨人工器官に利用される袖部である。

この発明のさらなる形態は、互いに斜角に配置され、それ

ぞれ、外側に向かってテープ領域が与えられている2つの頭部を含む大腸骨人工器官に利用される討部である。

この発明の一実施例は、互いに異なるピッチであって、それぞれにテープが与えられ、それが離れて形成されている2つのねじ部を有する袖部であって、一端に、自身の第二のオス状部に頭部のメス状部が挿入されている討部材の対応する第一のオス状部を隙間なく受入れるメス状の凹みからなる袖部である。

ほんましくは、対応するメス状部と隙間なく結合される第一及び第二のオス状部は、それぞれ、結合部材のいづれかの端部のモールステーパであって、これによって、2つのモールステーパが形成され、袖部と結合部材、及び、結合部材と真骨臼カップを、結合する。

人工器官は、袖部と、2つのモールステーパを含み、装置を装着するとともに、上記袖部に着脱可能に接続される討部と、によって構成され、2つのねじ部を有する上記袖部の終端部に上記頭部を結合する上記1つのモールステーパが接続されて、一体構造に組立てられる。

この発明をより詳細に説明するための実施例を図面とともに示す。

図1は、この発明の実施例である人工器官が大腿骨に挿入された状態を長手方向に切断した断面図。

図2は、この発明の別の実施例である人工器官が大腿骨に挿入された状態を長手方向に切断した断面図。

図3乃至図4は、この発明の人工器官の様々な実施例を示す

寸断面図、

図6は、実施例の人工器官の分解図、

図7は、図6の袖部の平面図、

図8は、実施例の人工器官の分解図、

図9は、図8の袖部の平面図、

図10は、人工器官を受け入れる骨頭腔を用意するために利用される工具を示す正面図、である。

図1には、大腿骨長手断面2の近傍に位置された人工器官1が示されている。

図1の人工器官は、自身の長手方向端部に距離をおいて配置された2つのヘリカルねじ部4及び5が形成されている袖部3からなる。袖部3は、高遠ねじれを有するねじ部4及び異なるピッチによる低遠ねじれを有するねじ部5を作り、袖部テープを有している。

袖部3の上端部には、テープを有する凹み6が形成されている。凹み6は、凹み6との間に、頭部のないオス/メス結合のため形成され、凹み6と対応のテープが与えられているオス状部8を有する頭部即ち討部7を受け入れる。

討部7はまた、頭部11のメス状部10を結合されるためのオス状部9からなり、公知の第二モールステーパを形成する。

人工器官を挿入するために、骨と人工器官とが互いに両立できるよう、大腿骨の骨頭腔がリーマ削りされる。リーマ削りは、ねじ部の深さ及び袖部の幅とテープに、緩やかな位置を提供する。骨の断面は、緩やかな橋で、ねじ部の長さ即ちねじ部の深さよりも長く削られる。リーマ削りは、高遠

ねじ部4よりもかなり低遠な低遠ねじ部5によって削られる。このねじ切りは、ほんましくは、図10に示されているような斜切頭部のねじ切り装置によって施される。袖部3は、骨頭腔にねじ込まれ、必要に応じて、強度な人工器官と骨との接着を与える（接着）室内される。この方法によれば、接着剤による固定或いは人工器官への前処理等の付随事項が不要になる。これとは別に、人工器官は、骨の成長を活性化するための水酸化リン灰石によって前処理される。

袖部3は、図10に示されている斜切頭部のねじ切り装置またはトルクレンチとともに利用されるアレンキーによってリーマ削りされた位置にねじ込まれる。凹み6に挿入されている討部7は、袖部が既定位置に位置される以前に、頭部に上る回転によって、表示しない真骨臼とのアライメントが矯正される。この位置が既定されたら、討部は、打ち込みによって袖部に堅密なく接合される。モールステーパは、アライメント及び回転が既定されたあと、討部の、ほんましくない回転及び袖方向の移動を阻止する。頭部11（一般には、セラミック、クロムーコバルト、プラスティック或いはチタンなどによるカップ状）は、人工器官の終端である討部7のオス状部9に打ち込まれる。2つのモールステーパを有する討部が利用されることで、袖部3がねじ込まれたあととの真骨臼即ち真骨臼カップと頭部11との回転アライメントを可能にすることから、人工器官の最終的な位置調整が容易になる。袖部3の2つのねじ部は、從来のねじ込み人工器官に見られた袖方向の引き戻しによる不必要な逆回転の問題を除去すること

## 特表平5-509006 (5)

のできる応力を軸部に提供する。2つのモールステーパが利用されることで、適格な大腸骨頭部と頭部との固定が提供される。

図2は、図1に示されている人工器官とは別の実施例を示し、第一の大径ねじ部12と小径ねじ部13が与えられている。第一ねじ部12とねじ部13は、協同して、骨頭部に固定された軸部14に応力を提供する。この人工器官は、図10に示されている工具によって提供されるねじ通路が骨頭部に用意されたのち埋め込まれる。

図3、4及び5は、この発明のさらには別の実施例を示している。ねじ部は、シンチレーション法 (scintled)、ピード法及び前薬法 (precoated)によって形成される。

図6には、この発明の実施例である大腸骨人工器官10の分解図が示されている。人工器官20は、軸部21、及び、軸部22と頭部23からなる複数可能な頭部から構成されている。軸部21は、また、軸端部26に沿ってまたは近傍に位置されているねじ部24、及び、頭部から離れた位置27に位置されているねじ部25から構成されている。軸部が既に説明した位置にねじ込まれたとき、ねじ部24及び25のそれぞれヘリカルねじは、骨の骨頭部の表面に対して応力を及ぼす。従って、軸方向の引き戻しによる不必要的回転に対し、高い応力及び回転安定性を有する堅牢な噛み込みが達成される。図7によれば、軸部21は、軸端部26に、軸部22のオス状部28が結合されるためのメス状凹み29を有している。軸部21には、また、人工器官を序ねじ込み状態で取り外すためのアレンキーが組み込まれる。

mmに規定される。

軸部37の軸端部44には、長さが概ね4.0mmであって、テーパ及びねじが与えられているねじ部45、及び、長さが概ね3.3mmであって、テーパのうが与えられている赤ねじ頭部46が形成されている。ねじ部45は、ねじ部40のねじに比較して高速なヘリカルねじである。軸端部44は、大腸骨の骨頭部の端部における医学的特性に沿って、概ね10°のテーパに形成される。コアの直径は、2.0mmないし2.6mmの範囲内に規定され、最外部に1mmないし2.5mmのねじが付加されている。軸部37の軸端部44には、モールステーパ47が形成されている。テーパは、モールスレンジ3/4ないし1.5が好ましいが、このパラメータに制限されることはない。軸部37に対し、挿入及び軸方向の引き戻しを可能にする6角状の凹み48におけるモールステーパ47は、股関節機能を矯正する。

頭部は、好ましくは、自身の周囲に骨頭部骨形成を活性化するために、ねじ部に水酸化リン灰石がコートされたテタンまたはクロムーコバルト合金によって形成される。尚、ピード法によるクロムーコバルトが利用される場合、骨形成が促進される。

従来の人工器官軸部は、骨の成長に後存する、或いは後存しない、固定のために提供され、円周上に規定される固定のための位置を有している。このように形成された軸部には、固定のための位置の信頼性を劣化させるフーブストレスを引き起こすことがある。公知の多くの人工器官には、人工器官と骨との間の接触に制限を与え、局部的な力の分散を生じさせ

角状部30が付加されている。軸部22は、互いに、人工器官の頭部を形成するテーパ29及び31から構成されている。テーパ29は、テーパ31よりも短く挿入されることから、好ましくは、テーパ29は、テーパ31よりも長く形成される。軸部22は、軸部21が固定されたのち、軸部21に開通した軸部22の回転のための损失に必要な角度で、軸部21の凹み28に緩やかに挿入される。頭部が矯正される際には、軸部22が回転されることで、頭部なく接続されている凹み28の壁面32とテーパ29との間が調整される。テーパ31は、大腸骨人工器官を完成させるための頭部23の凹み33に結合される。

軸部22には、また、軸部を患者の大腸骨人工器官から取外すための力点を提供するカーラーまたはフランジ34が付加されている。軸部21の頂部35にテコが位置されるとき、カーラーまたはフランジ34に、結合を開放するための抵抗力が提供される。図示されているカーラー34は、軸部21と軸部22との分離を容易にするための一例である。従って、軸部から軸部22を容易に分離できるものであれば、別の機構が付加されてもよい。

図8には、より幾何学的に設計された軸部37及び頭部即ち軸部38を有する股関節人工器官10が分解された状態で示されている。図9は、軸部37の平面図である。軸部37の端部38は、予め決められている端の領域41に亘るねじ部40が形成されている。軸部コア42の直径は、概ね9mmないし13mmの範囲内に規定される。軸部コア42は、ねじ部40と序ねじ頭部43からなる。ねじ部40は、既述ねじに形成される。ねじ部40と序ねじ頭部43の長さは、好ましくは、それぞれ、3.5mm及び2.2

mmに規定される。

この発明の軸部37は、結果として十分な接着力を提供できる人工器官と骨との間の接触領域を増大させる。人工器官30は、また、頭部即ち頭部38は、90°ないし180°の間の純角に形成される。軸部38は、第一のモールステーパ48及び第二の大さなモールステーパ50から構成されている。2つのテーパの相違は、軸部37への挿入の間違いを阻止するためにある。テーパ48は、好ましくは、モールスレンジ1、また、テーパ50は、好ましくは、モールスレンジ1、5に形成される。

軸部38には、また、それぞれのモールステーパの開放を容易にするカーラー51及び52が配置されている。

モールスレンジ1のテーパ48は、軸部37のテーパ47に結合される。テーパ50は、凹み54を径で頭部38に結合される。頭部38は、1.5のモールステーパを内嵌し、2.8、3.2または3.8mmの直径に形成される。挿入された軸部における軸部は、既述によって、豆管の大腸骨の正中線と、豆管または股関節全体における豆管の凹み内に位置している頭部38の適正位置までの距離に正確に一致される。軸部に配置されている2つのモールステーパは、大腸骨頭部における生来の中心を容易に提供できる。

最適な頭部は、軸部のテーパ47に押し込まれる以前のテーパ48と軸部38によって達成される。

軸部が除去される場合には、カーラー51に対する、テコによる加圧 (レバーリング・levering) 或いは挿込みによる加圧

(ウェッジング-wedging) によって、モールステーパは容易に開放される。同様に、東京S1が取り外される場合には、カラーレジストに対するレバーリング及びウェッジングによって容易である。

人工器管が固定されるために、骨盤腔は、大腿骨の長手方向断面で示される場合に、表皮に直交する面に沿ってリーマ削りされる。このことは、椎部を、前方及び後方にに対して、90°に固定できる。

この発明によれば、フープストレスが生じることのない固定が可能になる。

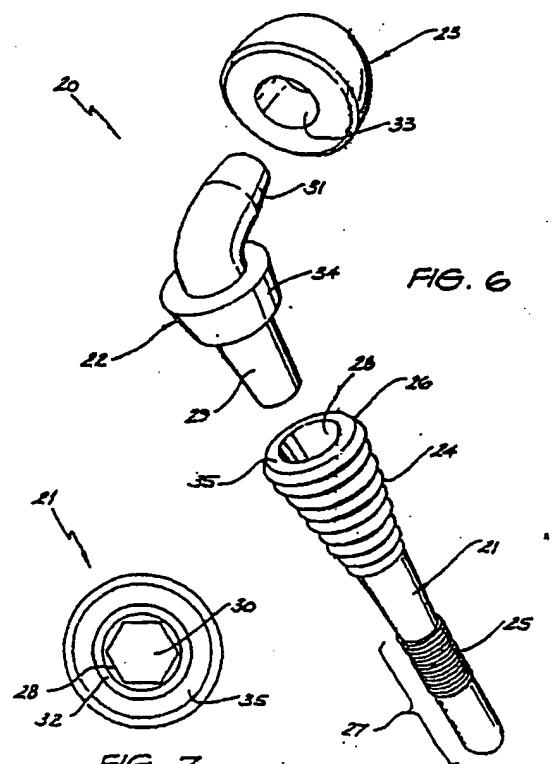
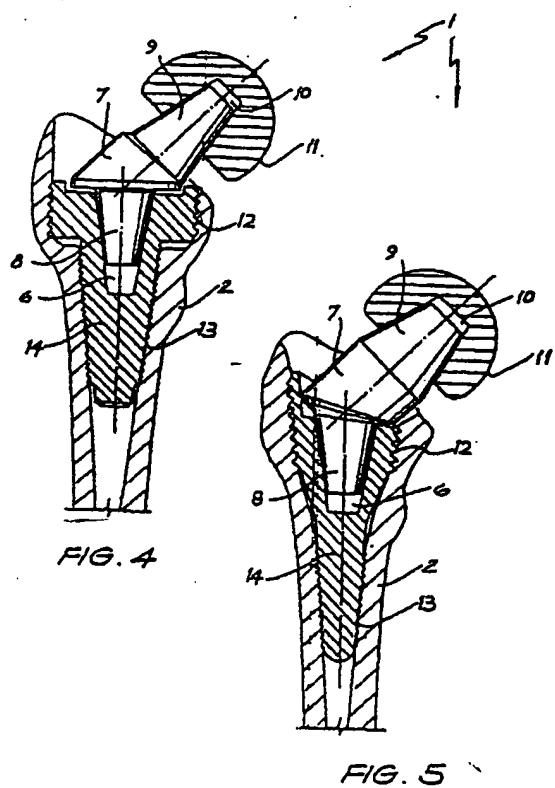
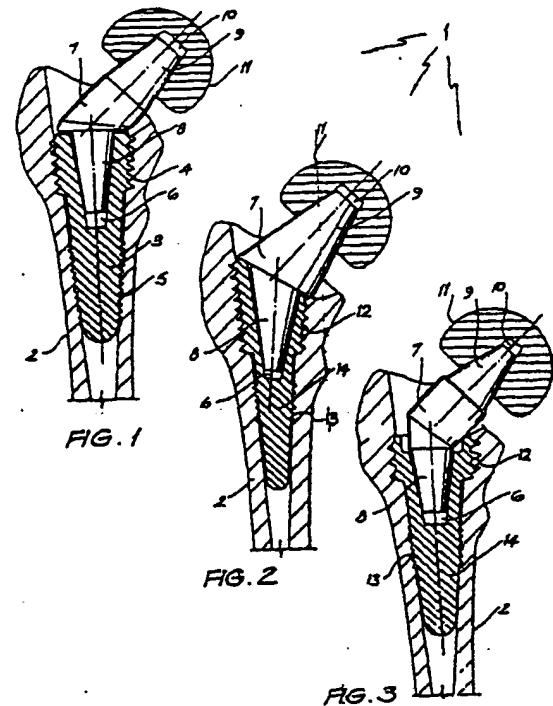
始第37は、例えば、これまでに利用されていた人工器官によって固定位置が損傷を受けている場合には、損傷を受けていない骨との接肢を確保するために、延ばすことができる。

また、計部は、延長部材が利用されることで、頭部が位置されるべき位置も正確に規定される。

この発明の人工器官は、人工器官における軸方向移動に対する抵抗力、骨と人工器官との接触によって生じる摩擦力と高速及び低速ねじによる応力によって損失する。

人工股部の逆回転による不要な挙動を防止するために骨盤腔の裏面に沿って形成された最終方向のチャネルによって、骨に、人工股部を、容易に締付けることができる。この締付けには、人工股部の袖内に対応するスロットを必要とする。

上述したこの発明の装置は単なる例に過ぎず、上記説明を基にしてこの発明をいかようにも变形できることはいうまでない。



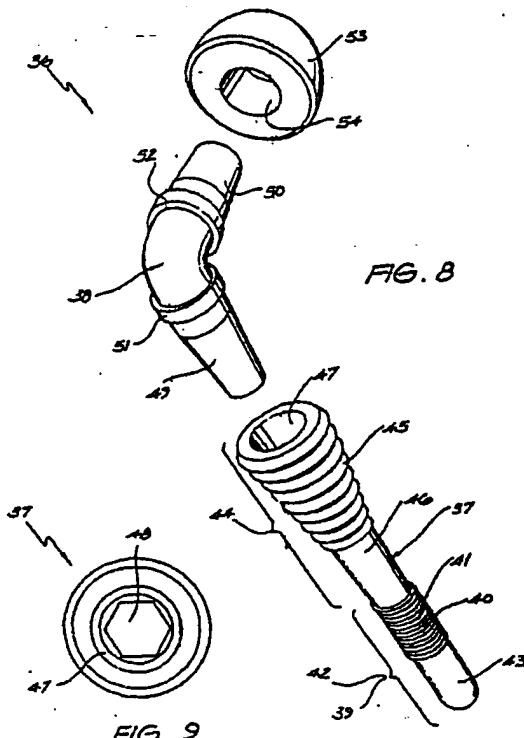


FIG. 9

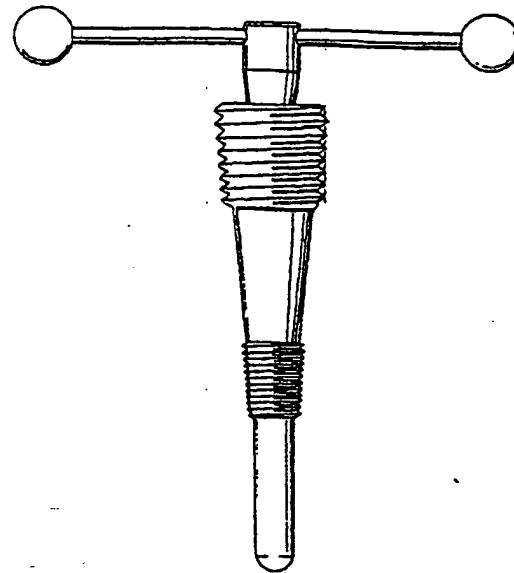


FIG. 10

要 纲 三

大腿骨人工器官 (20) は、大腿骨の骨頭腔に挿入される。人工器官 (20) は、袖部 (21)、この袖部から取外すことのできる頭部 (22)、及び、この頭部から取外すことのできる頭部 (21) から構成され、上記頭部 (22) は、自身の両端部に、上記袖部 (21) 及び上記頭部 (22) のそれぞれとオス・メスまたはメス・オス結合するための機構 (28, 31) からなり、上記袖部 (21) 及び上記頭部 (22) に相対して回転可逆性に、上記袖部に上記頭部を接続する。上記袖部 (21) には、高遠及び低遠ねじ部 (24, 25) が形成されている。

ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT ON  
INTERNATIONAL APPLICATION NO. PCT/AU 91/00244

This Annex lists the known "A" publication level patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned International search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

PATENT INFORMATION CONTAINED FROM THE SECOND SHEET		
<p><b>V. <input type="checkbox"/> OBSERVATIONS WHERE CERTAIN CLAIMS WERE FOUND UNSearchABLE *</b></p> <p>The International Search Report has not been supplemented to include all relevant claims under Article 17(3)(a) for the following reasons:</p> <p><input type="checkbox"/> Other reasons - because they relate to subject matter not considered to be searchable by the Australian Patent Office</p> <p><input type="checkbox"/> Other reasons - because they relate to subject matter not considered to be searchable by the International Search Authority</p> <p><input type="checkbox"/> Other reasons - because they are dependent claims and are not distinct in accordance with the second and third clauses of Article 17(3)(a)</p> <p><b>VI. <input type="checkbox"/> OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING *</b></p> <p>The International Search Report has not been supplemented to the International Application on the following grounds:</p> <p><input type="checkbox"/> The International Search Report has not been supplemented to include all relevant claims under Article 17(3)(a) for the following reasons:</p> <p><input type="checkbox"/> Other reasons - because they relate to subject matter which is not necessarily dependent. The claim which has caused the lack of unity of invention is:</p> <p><input type="checkbox"/> If a claim is not dependent on any other claim, and by the requester, the International Search Report has been supplemented to include all relevant claims under Article 17(3)(a) for the following reasons:</p> <p><input type="checkbox"/> An order made by the International Search Authority has been made by the requester, the International Search Report has been supplemented to include all relevant claims under Article 17(3)(a) for the following reasons:</p> <p><input type="checkbox"/> An order made by the International Search Authority has been made by the requester, the International Search Report has been supplemented to include all relevant claims under Article 17(3)(a) for the following reasons:</p> <p><input type="checkbox"/> The International Search Report has been supplemented to include all relevant claims under Article 17(3)(a) for the following reasons:</p> <p><input type="checkbox"/> The International Search Report has been supplemented to include all relevant claims under Article 17(3)(a) for the following reasons:</p> <p><input type="checkbox"/> The International Search Report has been supplemented to include all relevant claims under Article 17(3)(a) for the following reasons:</p>		

Parent Document Cited in Search Report	Patent Family Member			
US 4338773				
US 4338773				
US 4683724	PR 2576777	JP 61176343	US 4683724	
PR 2623781	DE 3817582	GB 2219495	JP 1300787	US 4876029
	NL 8801370	US 4876029	GB 8812333	
EP 308363	EP 241361	PR 2888642		
EP 2100736	CH 671600			